

SZOTE Élettani Intézet

Problemáink és eredményeink az EEG analízisében a
CII 10010 kisszámítógépen, software és hardware
rendszer kidolgozása során

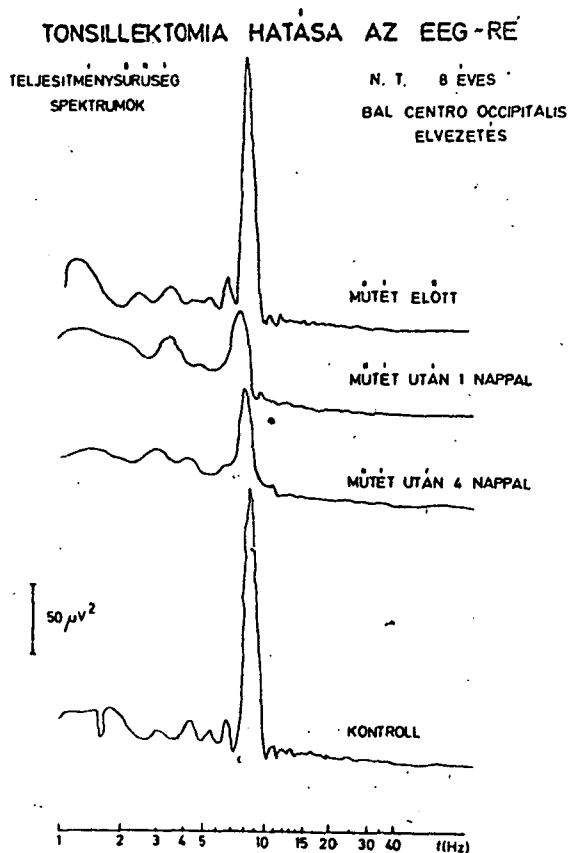
Szekeres László, Benedek György, Obál Ferenc

Az elmúlt 10 évben az EEG jelentősége tovább növekedett a klinikai diagnosztikában, a farmakonok hatásának elemzésében, valamint az intenzív betegmegfigyelésben. Eme nagy fejlődés ellenére a rutin EEG-ben a munka nagy része a hagyományos, már Berger által is használt, szemmel való értékelésből, az amplitúdó- és frekvenciaparaméterek meglehetősen szubjektív becsléséből áll. Jóval túl vagyunk már azon a kezdeti entusiasmuson, mely a számítógépek kisebb és nagyobb fajtáinak bevezetését kísérte, mégis jelenleg sem áll rendelkezésünkre olyan rendszer, mely biztos, folyamatos és automatikus elemzést adná ember vagy kísérleti állat életműködéseit kísérő bioelektromos jelenségeknek. A problémák sora magyarázza ezt a helyzetet, olyan problémáké, melyek részben a teoretikus EEG-analízis, részben a számítástechnikai eszközök számlájára írhatók. E helyen a felmerült problémákból csak néhányat emelünk ki.

Alapvető kérdés az, hogy noha az EEG egy másodpercének jellemzésére csupán egy csatornán is legalább 100-200 adatra van szükség, és így hamar elfogyna a rendelkezésre álló memória, hogyan valósíthatunk meg mégis folyamatosan működő értékelő rendszert.

A Szegedi Orvostudományi Egyetem Élettani Intézetében évek óta az agyműködés bizonyos diffúz, meglehetősen enyhe

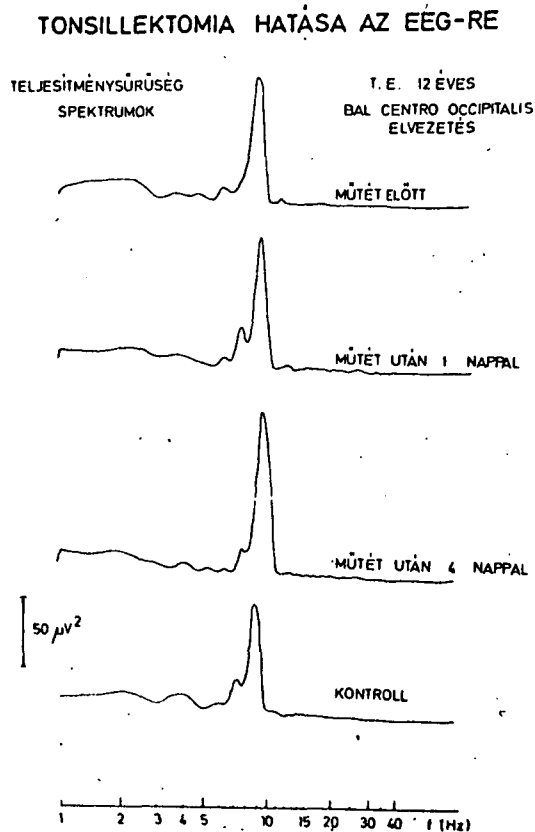
zavarának kutatásával foglalkozunk, mely a nyaki nyirokerek elzáródása következtében jön létre. Ezt kísérleti állatokon általában lekötés, emberen különböző kórképek folyamán létrejövő lymphangiothrombophlebitis hatásaként tanulmányozhatjuk. Ez a beavatkozás az agy működésének diffúz, konkrét struktúrára jelenleg még nem lokalizálható romlásával jár, az állatok álmosabbak lesznek, EEG-jük meglassul. Emberen tonsillektomia hatására az EEG teljesítménysűrűségspektrumában is jelentkező enyhe, de jól felismerhető változásokat kaptunk.



1. ábra

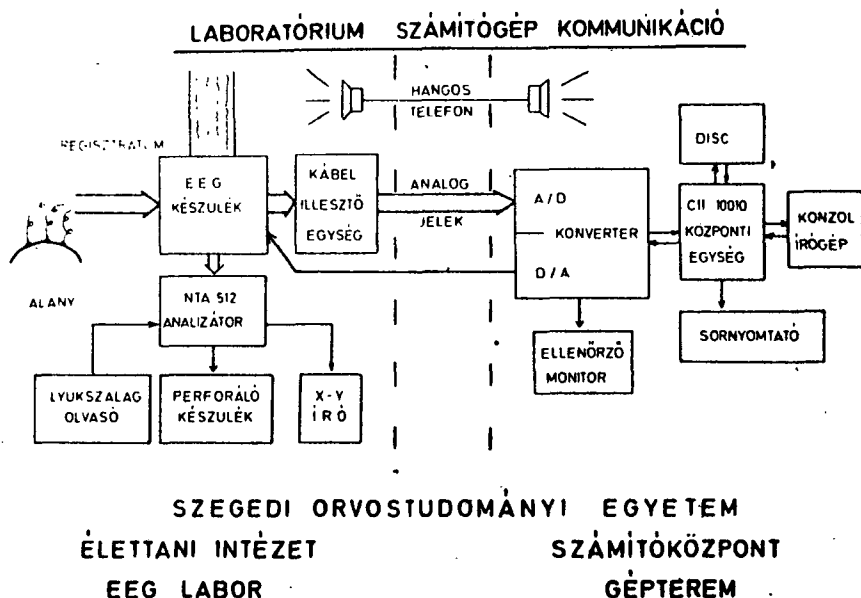
Az 1. ábrán hat éves gyermek centro-occipitalis elvezetésű EEG-jének teljesítményspektrumát láthatjuk a tonsillektomiát megelőző napon, a műtét utáni első, negyedik és kontrollképpen a tizennegyedik napon. A vízszintes tengelyen a

frekvenciát logaritmikus léptékben ábrázoltuk. Műtét után a domináns frekvencia csúcsa balra, a kisebb frekvenciák felé tolódott. A 2. ábra 12 éves gyermek EEG-jének teljesítménysűrűségspektrumait mutatja hasonló beavatkozás hatására. Míg a domináns frekvencia egységesen balra tolódott, itt egy új frekvenciakomponens jelent meg, mely jól megítélhetően elválik az eddigi domináns frekvenciától. Itt jegezzük meg, hogy a fenti változásoknak megfelelő néhány tized Hz-s balra tolódást egészséges emberi alvás utáni, u.n. álomittas periódusban is megfigyelhetünk.



2. ábra

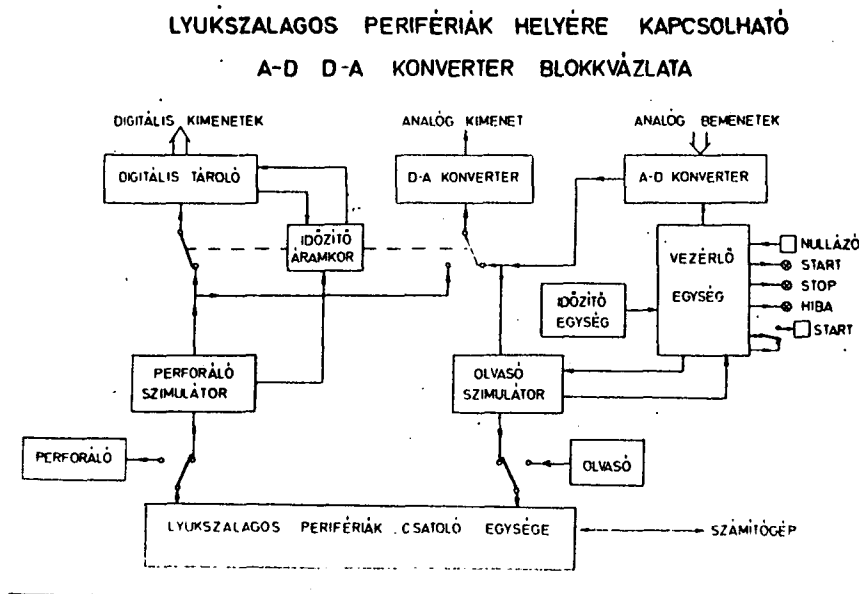
Ez a módszer azonban, mely meglehetősen jól jellemzi az ember EEG-jét, nehezen adaptálható olyan rövid ciklusu alvási periodussal rendelkező állatokra, mint macska, vagy nyul. Hiába ragadunk ki ugyanis rövid mintákat napi EEG-jükből, ez nem ad arról felvilágosítást, hogy a bennük tapasztalható változás beavatkozás hatására jött-e létre, vagy egyszerűen az alvás-ébrenléti ciklus természetes velejárója. Ezért hosszú ideig - órákig, napokig - tartó folyamatos analízistől várjuk ennek a problémának a megoldását.



3. ábra

Az elmúlt évben ennek megvalósítására kommunikációs és feldolgozó rendszert dolgoztunk ki, melyet az alábbiakban ismertetünk. A 3. ábrán azt a kommunikációs rendszert láthatjuk,

mely az Élettani Intézet elektrofiziológiai laboratóriumát és a tőle kétszáz méterre lévő számítóközpontot köti össze. A kábelkapcsolat analóg, tehát az A-D konverter a számítógép oldalon van elhelyezve, így tehát a laboratóriumból on-line és off-line módon is lehet elektrofiziológiai jeleket a számítógépbe juttatni, emellett mágneses jeltárolók vagy újabb kábelkapcsolatok segítségével az Egyetem többi intézetei is használhatják jelanalízisre a számítógépet. A negyveneres postai falikábel hossza 200 méter. A távolság nem túlságosan nagy ahhoz, hogy analóg jelet ne lehetne zavarmentesen továbbítani. A blokkvázlat mutatja, hogy a páciensből az elektrofiziológiai jelek az EEG készülékbe kerülnek, mely csatlakozik a már korábbi előadásainkban ismertetett analízátor rendszerhez.



4. ábra

A készülék A-D konvertert, D-A konvertert és 8 bites digitális tárolót alkalmaz, így tehát ki-és beviteli perifériaként működhet [4. ábra]. Nem építünk külön csatolóegységet, illesztésre a lyukszalagos perifériákat csatolóegységet használtunk fel. A csatlakozást kapcsolóval lehet elvégezni, ilyenkor a szimulátoregységek leutánozzák a lyukszalaglyukasztó, illetve a lyukszalagolvasó működését.

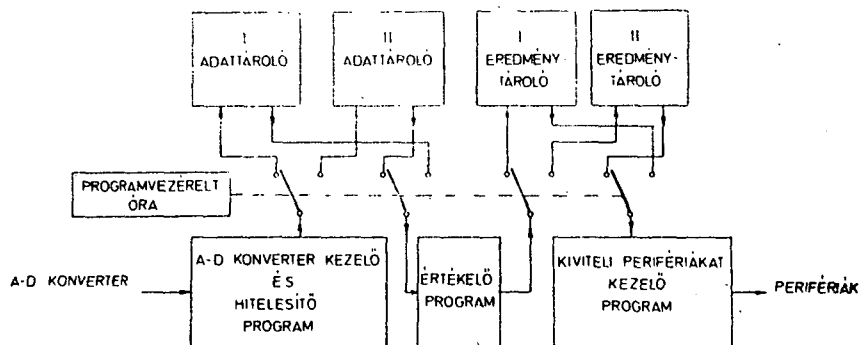
Ha a perforálóhoz parancs érkezik a számítógéptől 1 karakter kilyukasztására, azt a szimulátor a digitális tárolóba írja be. Innen lehet digitális információt kivezetni. Ha ebben a karakterben a 2⁷ helyiértéken logikai igen szint van, bekapcsolódik az IDŐRÖGZÍTŐ ÁRAMKÖR és megváltoztatja az információáramlás irányát. Ezután a további karakterek, mint bináris számok nem a DIGITÁLIS TÁROLÓBA, hanem a D-A konverterbe kerülnek és az arra kapcsolt oszcilloszkópon látható lesz az ábrázolni kívánt feszültség-időfüggvény. Az ábrázolási sebesség 50 μ s/pont.

Ha a számítógéptől nem érkezik több lyukasztási parancs, az időzítő áramkör által megszabott idő elteltével visszaáll az eredeti helyzet, a D-A konverterre az A-D konverter jele kerül. Az A-D konverter jelei - a mért értékek - az olvasó szimulátoron keresztül jutnak a számítógépbe. Az A-D konverter működését a vezérlő egység szabja meg. Konverzió állandóan történik, tehát ha nincs éppen analóg megjelenítés, az oszcilloszkópon a mért eredmények láthatók. A kijelzés mindig annyi csatornán történik, ahány csatornát az A-D konverterben beállítottunk.

Az A-D konverter vezérlő egységéhez csatlakozó időzítő egységen lehet beállítani a mintavételi periódusidőt. Ez 1-100 ms között finoman változtatható. A mérési eredmények számítógépbe való bevitelét automatikusan el lehet indítani programmal, vagy ha a váltókapcsoló a START nevű nyomógombot kapcsolja, a vezérlő egységre kézzel lehet bevitelt kezdemé-

nyezni. A bevitel leállítása automatikusan történik. Ha az olvasó szimulátor a beállított mérési periódusidőn belül nem kap indítójelet, a bevételnek vége, a rendszer automatikusan STOP állapotba kerül. Az A-D konverter működéséről a START és STOP lámpák adnak jelzést. A START lámpa akkor világít, ha adatbevitel van. Ha a program lassabban működik, mint a beállított periódusidő, a START és STOP lámpák egyszerre világítanak. Egyéb rendellenesség esetén a HIBA lámpa jelez. Ilyenkor csak NULLÁZÁS után indítható újabb bevitel.

ADATOK ÉS EREDMÉNYEK ÁRAMLÁSA
AZ ON-LINE ÉRTÉKELŐ PROGRAM MŰKÖDÉSEKOR



5. ábra

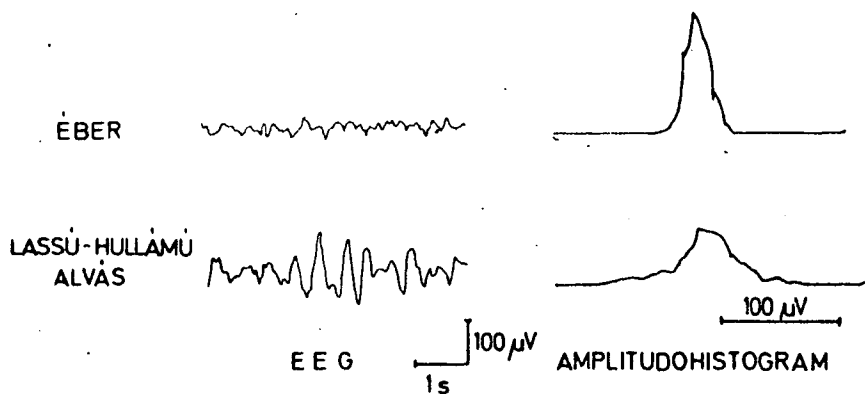
Az 5. ábra az adatok és eredmények áramlását mutatja az on-line értékelő program működésekor. A program négy tárolót

tartalmaz, kettőt az adatok tárolására, kettőt eredmények tárolására tart fenn. A két-két tároló felvételre működik, a váltást előre megadott paraméter alapján a program vezérli.

A következő probléma az EEG értékeléséhez szükséges megfelelő paraméter-rendszer kiválasztása. Meg kellett találnunk azokat a paramétereket, amelyek alkalmasak arra, hogy jellemezzék a páciens "bioelektromos állapotát", és ezen keresztül funkcionális állapotát. Ugyanakkor ezen paramétereket egyszerű algoritmussal, kis futási idővel, tehát gyorsan meg kell tudni határozni. Úgy véljük, hogy a szokványos integrálás és frekvenciafüggvény-meghatározás mellett az amplitúdó-sűrűségfüggvény alkalmas leginkább erre a célra. Ezt a függvényt Saunders már 1963-ban megjelent közleményében vizsgálta, mégis az elmúlt évekig az EEG amplitúdó-aspektusának vizsgálata messze elmaradt a frekvenciaviszonyok vizsgálata mögött. Magunk már az 1972. évi Magyar Neurológiai Kongresszuson bemutattuk, hogy az EEG-ből megfelelő időközönként vett amplitúdómintákból meghatározott hisztogramok vizsgálata alkalmasnak látszik az EEG különböző szakaszainak jellemzésére.

Ennek szemléltetésére a 6. ábrán bemutatjuk éber, illetve alvó nyul EEG-jét, valamint az ezekből készült hisztogramokat. A két állapot közötti különbség ilyen szemléltetése szemmel is jól megfigyelhető.

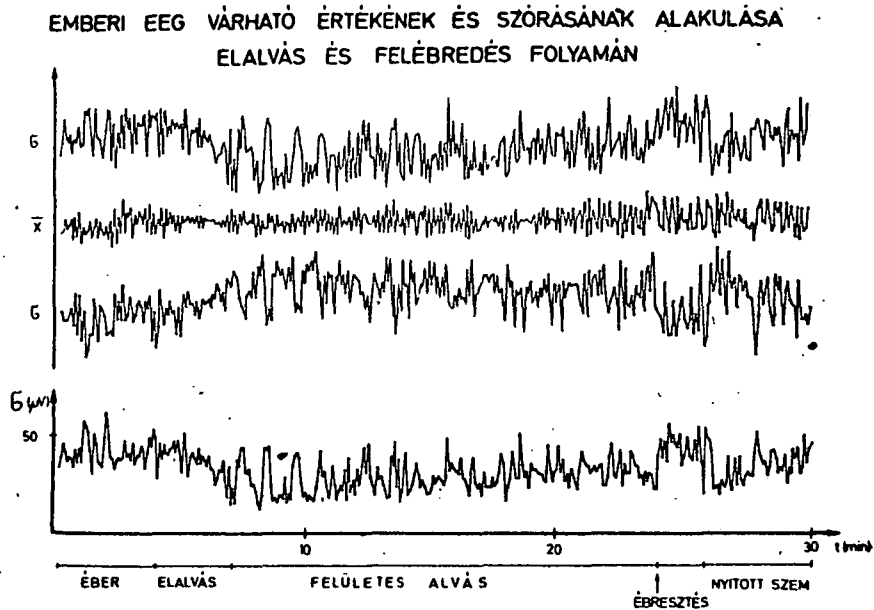
AZ EEG AMPLITUDOHISTOGRAMJAI
AZ ÉBERSEG KÜLÖNBÖZŐ SZAKASZAIBAN



6. ábra

Az amplitudósűrűségfüggvény vizsgálata mellett szól az a tény is, hogy amennyiben az eloszlás Gaussi - és az esetek többségében az - akkor várható értékkel és szórással - valamint illeszkedésvizsgálattal, tehát néhány jól megfogható adattal jellemezhető a sűrűségfüggvény.

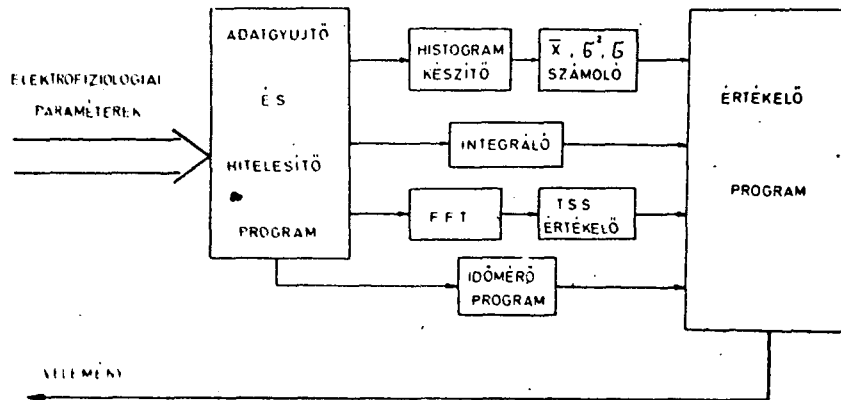
Az ember EEG-jének vizsgálatánál a viszonyok némileg komplikáltabbak. A 7. ábrán emberi alvás várható érték- és szórásgörbéjének alakulását láthatjuk.



7. ábra

Az ábra alsó részén a szórás változásait láthatjuk. A felső három görbe közül a középső a várható érték, a két szélső pedig ettől számított standard deviáció. A görbén szemmel követhető különbség van az ébrenlét, álmoság-alvás, felületes alvás és ébredés szakaszai között.

ON-LINE ÉRTÉKELŐ PROGRAM
BLOKKVÁZLATA



8. ábra

A 8. ábrán az on-line értékelő program blokk vázlata látható. Ennek lényege az, hogy a program elektrofiziológiai paramétereket kap, és a jelenségekkel lényegében egy időben véleményt ad ki. A program részei: A hisztogram-készítő program amplitudó szerint rendezi az adatokat, ebből a következő programrész kiszámítja a várható értéket és a szórást. Ehhez a programhoz illeszkednek az egyéb fiziológiai paramétereket vizsgáló programrészek, az izomaktivitást és a szemmozgást integráló program, és esetleg ugyanazon EEG csatorna aktivitásának teljesítménysűrűségspektrumát előkészítő program. A teljesítménysűrűségspektrumot nem folyamatosan számoljuk, csupán azokban az esetekben, amikor a

sűrűségfüggvények vizsgálata megváltozott alapaktivitásra utal. Valamennyi kiszámított eredmény mint paraméter, az értékelő program bemeneti adata.

Ezzel megvalósult elképzelésünk első része, amennyiben folyamatosan juttatunk a számítógépbe adatokat, és megteremtettük annak lehetőségét, hogy az eredményekkel közel egyidőben a rendszer kimenete az állat viselkedéséről alkotott komplex vélemény legyen. Ezt a funkciót, vagyis a fentebb említett bemenő paraméterek összehasonlítását, feldolgozását, értékelését látná el a kidolgozás alatt álló tanuló programunk. Eme program lényege az, hogy az általunk ismert EEG szakaszok alapján "felismeri" a jellemző értékeket és összefüggéseket, végül a majdani ismeretlen szakaszokat ennek megfelelően sorolja be.

Nehéz felmérni jelen helyzetünkben mind azokat a lehetőségeket, amelyeket rendszerünk a kutatáshoz nyújtani fog. Kiemelnénk azt, a rendszert lényegéből következő lehetőséget, hogy a számítógép visszahathat a mért objektumra, és például egy adott szakasz utáni következtetés alvásdeprivációt hozhat létre, vagy előre meghatározott körülmények között szenzoros ingerlést végezhet.

Röviden összefoglalva eredményeinket: olyan rendszert hoztunk létre, mely képes arra, hogy bioelektromos jeleket mérjen, azokat folyamatosan a jelenséggel egyidőben értékelje, és kis késéssel, de még a történés idejében véleményt szolgáltatson a vizsgált objektum komplex állapotára vonatkozóan.